

INFLUÊNCIA DA DESIDRATAÇÃO NA MICRODUREZA KNOOP E MÓDULO DE ELASTICIDADE EM DENTINA PROFUNDA E RASA DE DENTES HUMANOS E BOVINOS

CAMILA QUEIROZ FONSECA¹, GIOVANA DE ALMEIDA MILITO², FABRÍCIA ARAÚJO PEREIRA³, GISELE RODRIGUES DA SILVA⁴, CARLOS JOSÉ SOARES⁵ PAULO VINICIUS SOARES⁶

-
- 1- Acadêmica do Curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Bolsista do Programa de Iniciação Científica da FAPEMIG 2010-2011. Rua Mato Grosso, 3444, Umuarama, Uberlândia/MG, CEP: 38405314 (camilaqf@hotmail.com).
 - 2- Aluna de Pós Graduação do Curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. (giovanamilito@gmail.com)
 - 3- Aluna de Pós Graduação do Curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. (fabricia_pereira@hotmail.com)
 - 4- - Professora da Área de Dentística e Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (giselerodrigues@gmail.com)
 - 5- Professor da Área de Dentística e Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (carlosjsoares@umurama.ufu.br)
 - 6- Professor Doutor Adjunto da Área de Dentística e Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (Orientador).Área de Dentística e Materiais Odontológicos. Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia. AV: Pará nº: 1720 Sl:24 BL:2B CEP: 38.405.902. (paulovsoares@foufu.ufu.br)

RESUMO

A dentina é o substrato dental mais afetado por variações de idade e agressões externas, estes fatores levam a alteração de propriedades físicas e mecânicas devido a suas características dinâmicas e complexa morfologia. A água exerce papel importante na dentina, atuando na interconexão de estrutura mineral e protéica, a sua perda pode provocar severas alterações no comportamento biomecânico da estrutura dental. O objetivo deste estudo foi mensurar a influência da desidratação na Microdureza Knoop e Módulo de Elasticidade de dentina rasa e profunda em dentes humanos e bovinos. Foram selecionados 12 incisivos bovinos de animais adultos, de mesma faixa etária, com tamanho e formato semelhantes, e 12 terceiros molares humanos superiores, hígidos com dimensões coronárias semelhantes. Posteriormente, os dentes foram imediatamente limpos com curetas periodontais e submetidos à profilaxia com pedra pomes e água, sendo então, armazenados em saliva artificial. Os dentes foram seccionados, expondo dessa forma a superfície interna dentinária. Para cada substrato (dentina rasa e dentina profunda) foram mensurados 5 níveis de desidratação na mesma amostras em locais diferentes determinados previamente. As amostras foram mensuradas imediatamente após retiradas da saliva artificial e posteriormente sofreram processo de desidratação em temperatura constante de 37° C em estufa nos tempos de 45 minutos; 2 horas; 24 horas e reidratação por 24 horas em saliva artificial. Todas as amostras foram submetidas aos mesmos tempos de desidratação e após completarem cada tempo de desidratação receberam as indentações. Foram realizadas 5 indentações com 200 gramas por 10 segundos, e em cada um dos tempos foi efetuado o ensaio de dureza, possibilitando, dessa forma, a obtenção do modulo de elasticidade. Resultados do estudo em relação à Dureza Knoop para dentes humanos na dentina profunda: IMEDIATO - 52,83 (10,4)A; 45 MIN - 51,68 (5,7) A; 2H - 49,44(4,9) A; 24H - 51,86(6,3)A; 24HR - 47,66(5,9)A; dentina superficial: IMEDIATO - 53,10 (12,5)A; 45 MIN - 53,53(5,6)A; 24H - 58,74 (7,8)A; 24HR - 52,71(4,1)A. Para dentes bovinos, dentina profunda: IMEDIATO - 56,84 (10,4)B; 45 MIN - 52,80 (5,7)AB; 2H - 52,99(4,9)AB; 24H - 46,5(6,3)A; 24HR - 43,27(5,9); dentina superficial: IMEDIATO - 60.88 (12,5) B; 45 MIN - 57,69(5,6) AB; 2H - 58,35(3,6) AB; 24H - 60,67(7,8) B; 24HR - 54,57(4,1) A. Em relação à Modulo de elasticidade para

dentes humanos na dentina profunda: IMEDIATO - 16890,8 (4008,8) A ; 45 MIN - 16523,9 (1792,7) A; 2H - 15807(1137,4)A; 24H - 16594,2(2479,8)A; 24HR - 15.206,9(1316,0); dentina superficial: IMEDIATO - 16977,8 (3330,3) A; 45 MIN - 17115,68(1809,0) A; 2H - 17443,3(1568,7) A; 24H - 18758,7(2004,1) A; 2HR - 16852,3(1879,4) A. Para dentes bovinos na dentina profunda: IMEDIATO - 18175,2 (2869,1)B; 45 MIN- 16882,3(2782,5)AB; 2H - 16942,3(3082,1)AB; 24H 14721,3(2481,0)A; 24HR - 13832,7 (3493,3)A; dentina superficial: IMEDIATO - 19468,5 (1951,1)B; 45 MIN - 18445,6(1958,1) AB; 2H - 18659,7(1250,0) AB; 24H - 19402,1(1421,8) B; 24HR - 17.167,8(1696,1) A. Considerando as limitações deste estudo, pode-se concluir que: a perda gradual de água não influenciou na Dureza Knoop e no módulo de elasticidade de dentes humanos. E a reidratação por 24 horas em dentes humanos não influenciou nas propriedades mecânicas avaliadas. A desidratação influenciou na dureza knoop e no Módulo de elasticidade de dentes bovinos, principalmente após 24 horas de desidratação e reidratação por 24 horas.

PALAVRAS-CHAVE: Microdureza knoop, modulo de elasticidade, desidratação.

ABSTRACT

The dentin is the dental substrate most affected by age variations and external aggression, these factors lead to change in physical and mechanical properties due to its dynamic characteristics and complex morphology. Water plays an important role in dentin, linking the mineral and protein dentin structure. Water loss can cause severe changes in biomechanical behavior of dental structure. The aim of this study was to measure the influence of dehydration on the knoop microhardness and elastic modulus of shallow and deep dentin in human and bovine teeth. Twelve bovine incisors similar in size and shape from adult animals of similar age , and 12 upper third molars, with healthy and similar coronary dimensions were selected. Subsequently, teeth were immediately cleaned with periodontal cures and submitted to prophylaxis with pumice and water, and then stored in artificial saliva. The teeth were sectioned and the dentin surface was exposed. For each depth (shallow and deep dentin surface) were measured five levels of dehydration in the same samples in different predetermined locations. The samples were measured immediately after removal from the artificial saliva and subsequently submitted to dehydration process at constant temperature of 37

° C in an oven in the time of 45 minutes, 2 hours, 24 hours and rehydration for 24 hours in artificial saliva, immediately after dehydration. All samples were subjected to the same dehydration times and completed each time, the samples received the indentations. Five indentations were performed with 200 grams for 10 seconds, and in each time the hardness test was performed, allowing thus to obtain the modulus of elasticity. Results of the study of human teeth for Knoop Hardness in deep dentin: IMMEDIATE- 52,83 (10,4)A; 45 MIN - 51,68 (5,7) A; 2H - 49,44(4,9) A; 24H - 51,86(6,3)A; 24HR - 47,66(5,9)A; shallow dentin: IMMEDIATE - 53,10 (12,5)A; 45 MIN - 53,53(5,6)A; 24H - 58,74 (7,8)A; 24HR - 52,71(4,1)A. For bovine teeth, deep dentin: IMMEDIATE - 56,84 (10,4)B; 45 MIN - 52,80 (5,7)AB; 2H - 52,99(4,9)AB; 24H - 46,5(6,3)A; 24HR - 43,27(5,9); shallow dentin: IMMEDIATE - 60,88 (12,5) B; 45 MIN - 57,69(5,6) AB; 2H - 58,35(3,6) AB; 24H - 60,67(7,8) B; 24HR - 54,57(4,1) A. Modulus of elasticity of human teeth on deep dentin: IMMEDIATE - 16890,8 (4008,8) A ; 45 MIN - 16523,9 (1792,7) A; 2H - 15807(1137,4)A; 24H - 16594,2(2479,8)A; 24HR - 15.206,9(1316,0); shallow dentin: IMMEDIATE - 16977,8 (3330,3) A; 45 MIN - 17115,68(1809,0) A; 2H - 17443,3(1568,7) A; 24H - 18758,7(2004,1) A; 2HR - 16852,3(1879,4) A. For bovine teeth on deep dentin: IMMEDIATE - 18175,2 (2869,1)B; 45 MIN- 16882,3(2782,5)AB; 2H - 16942,3(3082,1)AB; 24H 14721,3(2481,0)A; 24HR - 13832,7 (3493,3)A; shallow dentin: IMMEDIATE - 19468,5 (1951,1)B; 45 MIN - 18445,6(1958,1) AB; 2H - 18659,7(1250,0) AB; 24H - 19402,1(1421,8) B; 24HR - 17.167,8(1696,1) A. Considering the limitations of this study, we can conclude that the gradual loss of water had no effect on Knoop hardness and elastic modulus of human teeth. Rehydration for 24 hours in human teeth did not influence the surface hardness and elasticity modulus. Dehydration influenced the hardness and modulus of bovine teeth, after 24 hours of dehydration and rehydration for 24 hours.

KEY WORDS: Microhardness knoop, elasticity module, dehydration.

INTRODUÇÃO

O aparelho estomatognático constitui entidade fisiológica e funcional, perfeitamente definida e integrada por um conjunto heterogêneo de órgãos e tecidos. O sistema neuromuscular, as articulações temporomandibulares, a oclusão dentária e o periodonto (Fernandes-Neto, 2006).

A força produzida pela atividade muscular é transferida à maxila e mandíbula e finalmente ao dente que atua na trituração do alimento, iniciando o processo de digestão (Versluis et al., 2006). Para que o dente possa exercer esta atividade em sua plenitude, um complexo altamente integrado atua na distribuição de tensões e deformações em seu interior (Abo-Hamar et al., 2005, Versluis et al., 2006). Este complexo é formado pelo esmalte na sua porção externa, que possui alta dureza, resistência ao desgaste e alto módulo de elasticidade, caracterizando-o como um material friável (Akkayan et al., 2002, Giannini et al., 2004). A dentina compõe a essência do arcabouço interno do dente, tecido que apresenta menor módulo de elasticidade e maior resiliência que o esmalte (Asmussen et al., 2005). Estes dois tecidos se protegem mutuamente e com isso formam um conjunto unido pela junção amelo-dentinária (Assif & Gorfil, 1994, Giannini et al., 2004).

A dentina é uma estrutura mais permeável do que o esmalte por apresentar maior conteúdo orgânico e rede tubular. Seu peso é composto por aproximadamente 70% de minerais, 18% de material orgânico e 12% de água. O componente inorgânico principal, é a hidroxiapatita (Berkovitz et al., 1978). Sua rede de túbulos são cilíndricos circundados por camada altamente mineralizada de dentina peritubular, embebida por dentina intertubular, a qual é comprimida por matriz mineralizada de fibras de colágeno (Arola DD,2006, Nalla RK et al, 2003). Pouco se tem estudado sobre a redução de outro importante componente da estrutura dental hídrica: a água. A água exerce papel importante na dentina (Kishena & Vedantamb, 2007), atuando na interconexão de estrutura mineral e proteica, e sua perda pode provocar severas alterações no comportamento biomecânico da estrutura dental (Kishena & Vedantamb, 2007).

Devido à evolução das técnicas restauradoras e principalmente da odontologia preventiva, a utilização de dentes humanos em pesquisas laboratoriais torna-se limitada, sendo atualmente utilizados dentes bovinos (Nakamichi et al., 1983; Schilke et al., 2000; Soares et al, 2004), que são mais facilmente coletados (Brackett et al., 1995).

O estudo das propriedades dos materiais e dos substratos é fundamental para se estabelecer a perspectiva de sucessos de reabilitações. A dureza superficial é a medida da resistência à deformação plástica que os materiais, ou os diferentes substratos apresentam (Mecholsky, 1995). Uma das maneiras de mensurar esta propriedade é por meio de ensaios de penetração que são os mais utilizados na área odontológica. A dureza é determinada a partir da carga aplicada dividida pela área projetada da indentação. O módulo de elasticidade, por outro lado, é a indicação da quantidade de deformação que ocorre no tecido dental quando uma carga é aplicada a ele. O cálculo do módulo de elasticidade tem sido um desafio, pois depende de muitos equipamentos e se torna inviável pelo alto custo. Entretanto, protocolos simples como a dureza knoop (Marshall et al., 1982) tem sido muito utilizado. Este método se baseia na capacidade de recuperação elástica do material nas paredes da indentação após a remoção da carga aplicada.

Percebe-se o foco da ciência atual pelo conhecimento mais aprofundado das estruturas naturais e desenvolvimento de tecnologias e materiais que mimetizem estética e mecanicamente tais estruturas. Contudo, pouca importância tem sido dada aos parâmetros de manutenção da umidade no desenvolvimento de testes laboratoriais.

Portanto, o objetivo deste estudo foi mensurar a influência da desidratação na microdureza knoop e módulo de elasticidade de dentina superficial e profunda em dentes humanos e bovinos.

MATERIAIS E MÉTODOS

1 - Seleção dos dentes

Foram selecionados 12 incisivos centrais bovinos de animais adultos, de mesma faixa etária, com tamanho e formato semelhantes, extraídos em frigorífico de Uberlândia (Frigorífico Real) com avaliação sanitária pelo Ministério da Saúde e consentimento do Médico Veterinário responsável. Também foram selecionados 12 terceiros molares humanos, hígidos com dimensões coronárias semelhantes e com prévio consentimento do Comitê de Ética em Pesquisas da Universidade Federal de Uberlândia -UFU (protocolo nº 202/10). Os dentes foram coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

com indicação de exodontia e prévio consentimento dos pacientes, que estavam cientes do uso dos dentes nesta pesquisa. Os dentes foram imediatamente armazenados em soro fisiológico e posteriormente limpos com curetas periodontais e submetidos à profilaxia com pedra pomes e água, sendo então, armazenados em saliva artificial até o início do experimento. Esta foi trocada semanalmente de forma a manter os dentes íntegros e sem colonização bacteriana.

2- Grupos experimentais e inclusão das amostras

Cada uma das amostras, tanto de dentes humanos como de dentes bovinos, foi seccionada no sentido vestibulo-lingual direcionado ao longo eixo do dente, com disco diamantado (4”x 0,12 x 0,12, Exttec, Enfield, CT, USA) montado peça reta, expondo a superfície dentinária. Para cada profundidade (dentina rasa e dentina profunda) foram mensurados 5 níveis de desidratação na mesma amostra em locais diferentes determinados previamente. As amostras foram mensuradas imediatamente após retiradas da saliva artificial sob temperatura ambiente controlada por meio de climatização com ar condicionado, e posteriormente sofreram processo de desidratação em temperatura constante de 37° C em estufa nos tempos de 45 min, 2 horas, 24 horas e após reidratação por 24 horas (Figura 1). Em cada um dos tempos foi efetuado o ensaio de dureza.

As amostras foram incluídas em resina de poliestireno, para a realização do teste de resistência a penetração – Dureza de Knoop. Nesta etapa, um cilindro de PVC foi posicionado e fixado com cera em torno da amostra e resina de poliestireno autopolimerizável (Hutchinson do Brasil, Tabuão da Serra, São Paulo, Brasil) foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC. Decorridas 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte e armazenado em saliva artificial (Figura 2).

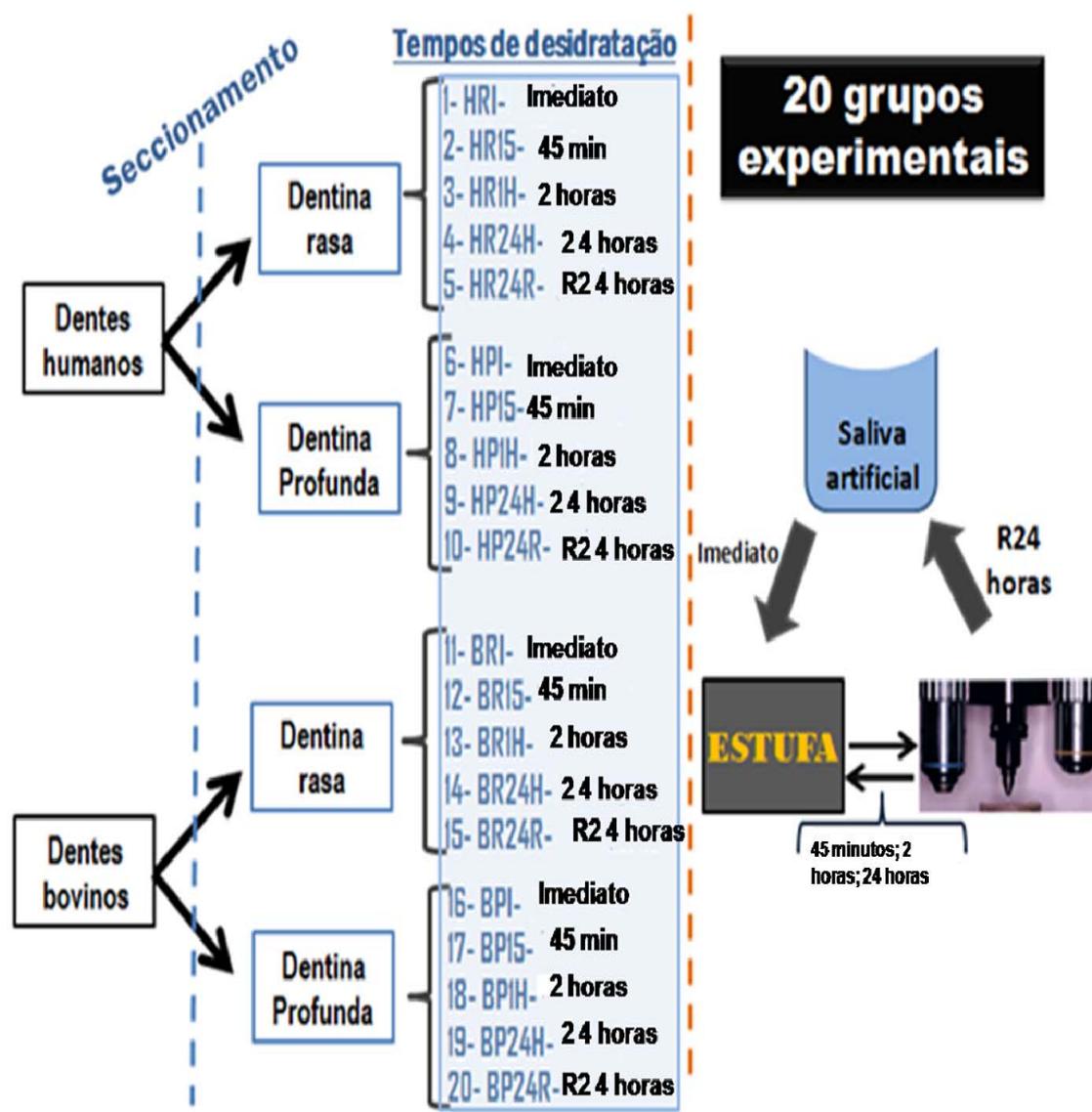


Figura 1- Grupos experimentais e esquema demonstrativo utilizado para a realização dos grupos de dentina desidratada.



Figura 2 - Amostras seccionadas e incluídas em resina de poliestireno.

3 - Preparo das amostras para ensaio de microdureza

As amostras foram lixadas em maquina tipo politriz do tipo giratória sob refrigeração constante com saliva artificial utilizando uma série de discos de carbetto de silício (Norton, SP, Brasil) seguido do uso de pano auto-adesivo para polimento e pastas para polimento (Figura 3). Para que as amostras fossem lixadas sob refrigeração constante de saliva artificial, um cilindro de PVC de 15 centímetros de diâmetro foi fixado no centro do disco de lixamento com cera pegajosa e vedado com cera utilidade, nesse conjunto saliva artificial foi vertida até completar 3 centímetro de espessura. Esta etapa foi executada em todas as etapas de lixamento e polimento. As amostras foram lixadas e polidas no interior deste dispositivo e sob 100% de umidade de saliva artificial. O lixamento iniciou-se com a montagem do conjunto disco/lixa na politriz. Para se obter uma superfície perfeitamente lisa e sem irregularidades superficiais visíveis, inicia-se com lixa 600 grit de granulação, passando a 1200 grit e finalizando com a 1500 grit (Figura 4). Para cada mudança de granulação da lixa as amostras foram lavadas em ultrassom com água destilada deionizada e agente detergente por 10 minutos. Para as etapas de polimento foram utilizados panos autoadesivos de 6 μm ; 3 μm ; 1 μm ; $\frac{1}{4}$ μm ; (Arotec, SP, Brasil) e pastas diamantadas de polimento, cada um dos

panos de polimento foram utilizados por 10 segundos (Figura 6). A microdureza foi testada com o uso de indentador Knoop (200g por 10 segundos).



Figura 3 - Máquina tipo politriz.



Figura 4 - Lixas de diferentes granulações.

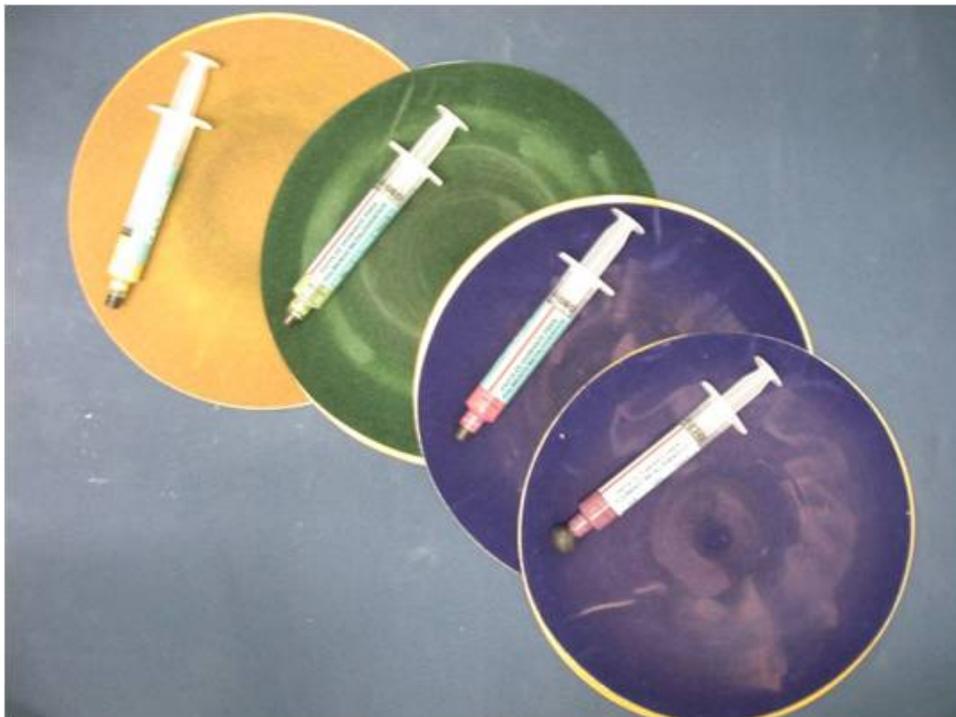


Figura 5- Pastas e lixas com diferentes granulações.

4-Ensaio de dureza

Para o ensaio de microdureza Knoop as amostras foram polidas, posicionadas e fixadas a base do microdurômetro perpendicularmente à ponta de aplicador de carga. As medidas de dureza foram realizadas utilizando o microdurômetro Future Tech (Microhardness Tester, Future Tech FM-1E, Future Tech Corp., Tokyo 140, Japan) (Figura 6). Cada uma das amostras foi dividida em 5 partes iguais com centro de divisão no centro da amostra, correspondente a cada um dos grupos experimentais. Todas as amostras foram submetidas aos mesmos tempos de desidratação. As amostras após completarem cada tempo de desidratação receberam as indentações. Em cada fatia foram realizadas 5 indentações com 200 gramas de força por 10 segundos e em regiões previamente determinadas e iguais para cada fatia.

Após cada indentação, foi mensurada a diagonal maior referente ao losango, com auxílio das barras verticais presente no visor do microdurômetro (Figura 7). Para cada superfície foi feita média das cinco indentações e transformada em número de dureza Knoop (KHN - Knoop Hardness Number) utilizando a seguinte fórmula: $K = \frac{10^6 \times 14,229 \times 0,5}{D^2}$; onde D é a diagonal maior em micrômetros.



Figura 6 - Máquina de ensaio de dureza.

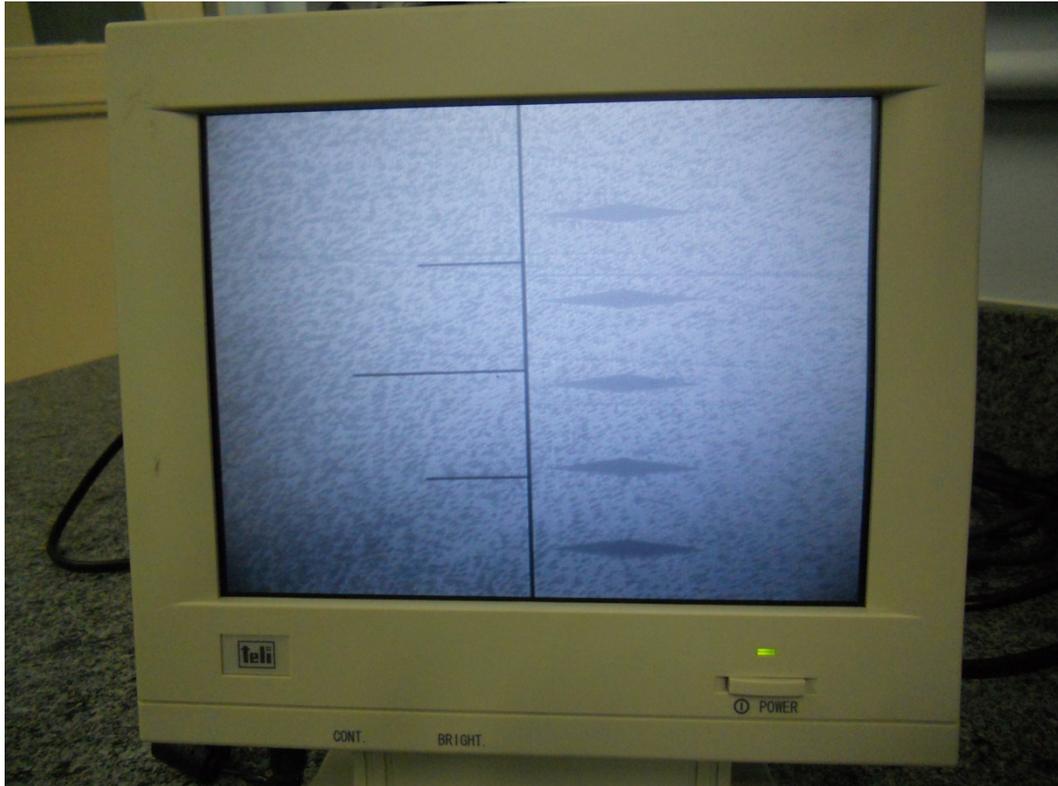


Figura 7- Indentações presente no visor do microdurômetro.

5-Cálculo do Módulo de elasticidade

Para o cálculo do módulo de elasticidade (E) foi utilizado o método descrito por Marshall et al., 1982 que foi aplicado na Odontologia por Versluis et al., 2004. Este método se baseia na capacidade de recuperação elástica do material nas paredes da indentação após a remoção da carga aplicada. Ao aplicar a carga, a relação entre a diagonal maior (D) e menor (d) é constante $D/d=7,11$. Contudo, quando se retira a carga, ocorre uma recuperação elástica da diagonal menor sem afetar a diagonal maior. A extensão desta recuperação elástica depende da relação entre Dureza Knoop e o Módulo de Elasticidade. Como é possível medir D, d, K, é possível então calcular o módulo de elasticidade do material, utilizando a fórmula:

$$E = \frac{0,45 \times K_h n}{(0,140647-d/D) \times 100}$$

Onde E é o módulo de elasticidade, d é a diagonal menor e D é a diagonal maior.

6-Análise estatística dos dados

Os dados foram tabulados e então submetidos à análise inicial para detecção de distribuição normal e homogeneidade entre os valores obtidos. Os valores apresentaram requisitos que possibilitaram o emprego de análise paramétrica, empregando-se ANOVA fatorial (2X5) em nível de 5% de probabilidade seguida de teste de tukey ($p < 0,05$). Também foi analisada a correlação entre a dureza e módulo de elasticidade.

RESULTADOS

Não houve diferença estatística significativa para os valores médios de Dureza Knoop e módulo de elasticidade, em função da perda de água e a profundidade de dentina em dentes humanos (Tabela 01 e 02).

Para os dentes bovinos houve diferença estatística significativa para a Dureza Knoop e módulo de elasticidade. Em dentina bovina profunda houve diferença significativa para o tempo imediato e 24 horas de desidratação (Tabela 03).

Tabela 01. Valores de média e desvio-padrão de Dureza KNOOP em função do tempo de desidratação e profundidade de dentina em dentes humanos.

Média (SD)		
	DENTINA PROFUNDA	DENTINA SUPERFICIAL
IMEDIATO	52,83 (10,4)A	53,10 (12,5)A
45MIN	51,68 (5,7) A	53,53(5,6)A
2H	49,44(4,9) A	53,9(3,6)A
24H	51,86(6,3) A	58,74 (7,8)A
24HR	47,66(5,9) A	52,71(4,1)A

*Letras representam a categoria estatística do Teste de Tukey ($p < .05$ para dentina rasa).

Tabela 02. Valores de média e desvio-padrão de Módulo de Elasticidade (Mpa) em função do tempo de desidratação e profundidade de dentina em dentes humanos.

	Média (SD)	
	DENTINA PROFUNDA	DENTINA SUPERFICIAL
IMEDIATO	16890,8 (4008,8) A	16977,8 (3330,3)A
45MIN	16523,9 (1792,7) A	17115,68(1809,0) A
2H	15807(1137,4) A	17443,3(1568,7) A
24H	16594,2(2479,8) A	18758,7(2004,1) A
24HR	15.206,9(1316,0) A	16852,3(1879,4) A

*Letras representam a categoria estatística do Teste de Tukey ($p < .05$) ($p = 0,42$ para dentina profunda e $p = 0,22$ para dentina rasa).

Tabela 03. Valores de média e desvio-padrão de Dureza KNOOP em função do tempo de desidratação e profundidade de dentina em dentes bovinos.

	Média (SD)	
	DENTINA PROFUNDA	DENTINA SUPERFICIAL
IMEDIATO	56,84 (10,4) B	60.88 (12,5) B
45MIN	52,80 (5,7) AB	57,69(5,6) AB
2H	52,99(4,9) AB	58,35(3,6) AB

24H	46,5(6,3) A	60,67(7,8) B
24HR	43,27(5,9) A	54,57(4,1) A

***Letras maiúsculas representam a categoria estatística do Teste de Tukey ($p=0,004$ para dentina profunda e $p=0,02$ para dentina rasa).**

Tabela 04. Valores de média (Mpa) e desvio-padrão de Módulo de Elasticidade em função do tempo de desidratação e profundidade de dentina em dentes bovinos.

Média (SD)		
	DENTINA PROFUNDA	DENTINA SUPERFICIAL
IMEDIATO	18175,2 (2869,1) B	19468,5 (1951,1) B
45MIN	16882,3(2782,5) AB	18445,6(1958,1) AB
2H	16942,3(3082,1) AB	18659,7(1250,0) AB
24H	14721,3(2481,0) A	19402,1(1421,8) B
24HR	13832,7 (3493,3) A	17.167,8(1696,1) A

***Letras maiúsculas representam a categoria estatística do Teste de Tukey ($p=0,004$ para dentina profunda e $p=0,009$ para dentina rasa).**

DISCUSSÃO

A hipótese deste trabalho foi parcialmente aceita, já que, os valores de dureza knoop e Módulo de elasticidade não foram influenciados pela desidratação para os

dentos humanos, mas para os dentes bovinos estes valores foram influenciados pela perda gradual de água.

O conhecimento das propriedades físicas e mecânicas do tecido dentário é de grande importância. Dessa forma, é necessário o estudo e análise laboratorial e estudos clínicos para melhor visualização e avaliação do comportamento da estrutura dental e dos materiais odontológicos. No entanto o cuidado com as amostras durante testes laboratoriais de análise biomecânica são importantes, já que a estrutura dental é grandemente afetada por ações térmicas e mecânicas. Dentre as propriedades físicas e mecânicas às de maior relevância são o módulo de elasticidade, a resistência mecânica a fratura e a dureza (Meredith et al., 11 1996; Xu et al., 23 1998; Mahoney et al., 9 2000).

O módulo de elasticidade é a indicação da quantidade de deformação que ocorre no tecido dental quando uma carga é aplicada a ele. O cálculo do módulo de elasticidade tem sido um desafio, pois depende de muitos equipamentos e se torna inviável pelo alto custo. Mas, protocolos simples como a dureza Knoop método descrito por Marshall et al., 1982 que foi aplicado na Odontologia por Versluis et al., 2004 tem sido utilizados. Este método se baseia na capacidade de recuperação elástica do material nas paredes da endentação após a remoção da carga aplicada.

Entre os principais fatores que podem influenciar o comportamento biomecânico do dente estão a perda de estrutura sadia promovida por fraturas (Soares et al., 2008), cárie (Reeh et al., 1989), preparos cavitários (Soares et al., 2006) e tratamento endodôntico (Soares et al., 2008; Reeh et al., 1989). Entretanto, há poucos estudos sobre a redução da água da estrutura dental saudável.

A dentina é o substrato dental mais afetado por variações de idade e agressões externas (Bajaj D et al, 2006; Tagami J et al, 1992). Estes fatores levam a alteração de propriedades físicas e mecânicas devidas suas características dinâmicas e complexa morfologia (Kishena & Vedantamb, 2007).

Apesar da importância da água e das alterações que a desidratação pode provocar na dentina (Kishena & Vedantamb, 2007), neste trabalho não houve diferença estatística significativa da dureza Knoop e Módulo de elasticidade entre os grupos humanos hidratados e desidratados (Tabela 1 e 2).

Dentes humanos é a primeira escolha para realização de estudos laboratoriais (Pioch et al., 19 1996). No entanto, abordagens mais preventivas da odontologia, reduzindo o número de extrações, e a maior conscientização com relação aos preceitos

da bioética têm levado a uma redução da disponibilidade desses dentes para uso em testes laboratoriais, levando a utilização dos dentes bovinos. (Pioch et al., 1996; Schilke et al., 2000; Muench et al., 2000). Devido a grande utilização de dentes bovinos em testes mecânicos laboratoriais na odontologia, faz-se necessário o estudo e análise de suas propriedades biomecânicas (Reis et al., 2003).

Nota-se que o cuidado das amostras durante testes laboratoriais é fundamental para uma análise fiel do comportamento destes espécimes e que a utilização de dentes bovinos leva a uma criteriosa manutenção da hidratação destes dentes antes e durante os procedimentos implicados nos testes laboratoriais biomecânicos.

CONCLUSÃO

Considerando as limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- 1) A perda gradual de água não influenciou a Dureza Knoop e o módulo de elasticidade de dentes humanos. E a reidratação por 24 horas em dentes humanos não influenciou as propriedades mecânicas avaliadas.
- 2) A desidratação influenciou a dureza knoop e o Módulo de elasticidade de dentes bovinos, principalmente após 24 horas de desidratação e reidratação por 24 horas.

REFERÊNCIAS

1. ABO-HAMAR, S.E; FEDERLIN, M; HILLER, K.A; FRIEDL, K.H; SCHMALZ, G. Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dent Mater.* 2005 Sep;21(9):794-803.
2. AKKAYAN, B; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431-7.
3. AROLA, D.D; REPROGEL, R.K. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. *Biomaterials* 2006;27(9):2131-40.

4. ASHBY, M.F; JONES, D.R.H. Engineering materials 1: an introduction to their properties and applications. Oxford, UK: Butterworth Heinemann, 1980.
5. ASKELAND, D.R. The science and engineering of materials. London: Chapman and Hall, 1992.
6. ASMUSSEN, E; PEUTZFELDT, A; SAHAFI, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. J Prosthet Dent. 2005 Oct;94(4):321-9.
7. ASSIF, D; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1994 Jun;71(6):565-7.
8. BAJAJ, D; SUNDARAM, N; NAZARI, A; AROLA D. Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. Biomaterials 2006;27(11):2507–17.
9. BERKOVITZ, B.K.B; HOLLAND, G.R; MOXHAM, B.J. A colour atlas & textbook of oral anatomy. London: Wolfe Medical Publications Ltda; 1978.
10. BOWEN, R.L; RODIQUES, M.S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. Journal of the American Dental Association 1962;64:378–87.
11. BRACKETT, W.W; GUNNIN, T.D; JOHSON, W.W; CONKIN, J.E. Dowel placement in the endodontically treat tooth Microleakage of light-cured glass-ionomer restorative materials. Quintessence Int, v.26, n.8, p. 583-585,1995.
12. CALLISTER JR, W.D. Ciência e engenharia de materiais: uma introdução. Rio de Janeiro: LTC; 2000.
13. DONASSOTO, ET AL. Avaliação da microdureza superficial de dentes humanos e bovinos.Rev. Odonto Ciênc., Porto Alegre, v. 22, n. 58, p. 311-316, out./dez. 2007 •
14. ESTRELA, C. Metodologia científica – ensino e pesquisa em odontologia. São Paulo, Artes Médicas, 2001.
15. FERNANDES-NETO, A.J. Roteiro de Estudo para os Iniciantes em Oclusão. Universidade Federal de Uberlândia, 162 p., 2006.
http://www.fo.ufu.br/downloads_prof.php?id=1&idt=1&idd=1

16. GIANNINI, M ; SOARES, C. J. ; CARVALHO, RM . Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials*, v. 20, n. 4, p. 322-329, 2004.
17. KINNEY, J.H; BALOOCH, M; MARSHALL, S.J; et al. Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. *Archives of Oral Biology* 1996;41:9–13.
18. KISHEN, A; VEDANTAM, S. Hydromechanics in dentine: role of dentinal tubules and hydrostatic pressure on mechanical stress-strain distribution. *Dent Mater.* 2007.
19. MECHOLSKY JR. J.J. Fracture mechanics principles. *Dent Mater.* 1995;11(3):111-2.
20. MUENCH, A; DA SILVA, E.M; BALLESTER, R.Y. Influence of different dentinal substrates on the tensile bond strength of three adhesive systems. *J Adhes Dent.* 2000;24(3):209-12.
21. NAKAMICHI, I; IWAKU, M; FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J.Dent Res*,v.62, n.10, p.1076-81, 1983.
22. NALLA, R.K; KINNEY, J.H; RITCHIE, R.O. Effect of orientation on the in vitro fracture toughness of dentin: the role of toughening mechanisms. *Biomaterials* 2003;24(22):3955–68.
23. PIOCH, T; STAEHLE, H.J. Experimental investigation of the shear strengths of teeth in the region of the dentinoenamel junction. *Quintessence Int.* 1996; 27(10):711-4.
24. SCHILKE, R; LISSON, J.A; BAUB, O; GEURTSSEN, W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch oral Biol*, v.45, n.5, p.355-61, 2000.
25. SOARES, C.J; CASTRO, C.G; SANTOS FILHO, P.C; SOARES, P.V; MAGALHAES, D; MARTINS, L.R. Two-dimensional FEA of dowels of different compositions and external surface configurations. *J Prosthodont.* 2009 Jan;18(1):36-42.
26. SOARES, C.J; MARTINS, L.R.M; Pfeifer, J.M; Giannini, M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic MOD systems. *Quintessence Int* 2004;35:281-6.

27. TAGAMI, J; HOSODA, H; BURROW, M.F; NAKAJIMA, M. Effect of aging and caries on dentin permeability. Proc Finn Dent Soc 1992;88(Suppl. 1):149-54.